

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication : **2 612 641**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)
②1 N° d'enregistrement national : **87 03798**
⑤1 Int Cl⁴ : G 01 N 24/08; A 61 B 5/05.

⑫ **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

A1

②2 Date de dépôt : 19 mars 1987.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 38 du 23 septembre 1988.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦1 Demandeur(s) : *Société anonyme dite : L'OREAL — FR.*

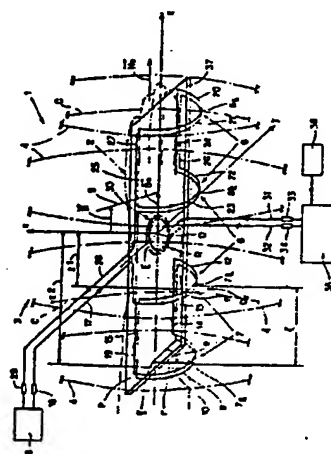
⑦2 Inventeur(s) : Mohamed Mouhib Yassine ; Bernard
Querleux ; Luc Darrasse ; Hervé Saint-Jalmes ; Jacques
Taquin ; Michel Sauzade ; Jean-Luc Leveque.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Cabinet Peuscet.

⑤4 Appareil pour l'examen d'un corps par résonance magnétique nucléaire par des méthodes lentes et rapides, notamment pour l'examen de la couche superficielle de ce corps, dispositif pour créer un gradient de champ magnétique pour un tel appareil, et application à l'imagerie de la peau du corps humain.

⑤7 L'appareil 1 comprend : des moyens 3 pour créer un champ magnétique principal statique H_0 homogène orienté suivant une direction Oz déterminée, champ statique dans lequel est placé le corps 2 à étudier; des dispositifs pour créer des gradients de champ magnétique dans un volume à examiner du corps suivant trois directions de l'espace; des moyens d'excitation E à fréquence radio; et des moyens de détection R des signaux de résonance magnétique nucléaire produits par le corps à étudier. L'un Dx des dispositifs pour créer les gradients est constitué par un système unilatéral dans lequel les moyens 6 pour créer le gradient de champ magnétique, suivant une direction Ox de l'espace, sont entièrement situés d'un même côté d'une surface « ouverte » P , tandis que le corps à étudier 2 est situé du côté de cette surface P opposé à celui où se trouvent lesdits moyens 6, lesquels sont propres à créer un gradient transverse par rapport à la direction Oz du champ principal statique, du côté de la surface où se trouve le corps 2 à étudier. Un tel dispositif Dx convient particulièrement bien à l'imagerie RMN de la peau humaine.



FR 2 612 641 - A1

APPAREIL POUR L'EXAMEN D'UN CORPS PAR RESONANCE MAGNETIQUE
NUCLEAIRE PAR DES METHODES LENTES ET RAPIDES,
NOTAMMENT POUR L'EXAMEN DE LA COUCHE SUPERFICIELLE
DE CE CORPS, DISPOSITIF POUR CREER UN GRADIENT DE CHAMP
5 MAGNETIQUE POUR UN TEL APPAREIL, ET APPLICATION A
L'IMAGERIE DE LA PEAU DU CORPS HUMAIN.

L'invention est relative à un appareil pour
l'examen d'un corps (ou d'un objet) par résonance magnétique
nucléaire (RMN) par des méthodes lentes et rapides du genre
10 de ceux qui comprennent : des moyens pour créer un champ
magnétique principal, statique homogène, orienté suivant une
direction déterminée, champ statique dans lequel est placé
le corps ; des dispositifs pour créer des gradients de champ
magnétique suivant trois directions de l'espace dans un
15 volume à examiner du corps ; des moyens d'excitation à
fréquence radio ; et des moyens de détection des signaux de
résonance magnétique nucléaire produits par le corps à
étudier.

L'invention concerne plus particulièrement, parce
20 que c'est dans ce cas que son application semble devoir
présenter le plus d'intérêt, mais non exclusivement, un
appareil pour l'examen par résonance magnétique nucléaire de
la couche superficielle du corps, et plus particulièrement
pour l'examen de la peau du corps humain en vue d'obtenir
25 une imagerie de la peau par RMN.

On sait qu'un appareil d'imagerie par résonance
magnétique nucléaire permet de réaliser des images de
l'intérieur du corps humain avec une résolution de l'ordre
du millimètre. La localisation spatiale dans le volume à
30 étudier du corps est obtenue par la superposition de gra-
dients de champ magnétique au champ statique principal dont
la direction est généralement repérée par l'axe z .

Dans les appareils d'imagerie RMN connus à ce
jour, les dispositifs pour créer les gradients de champ
35 magnétique suivant trois directions de l'espace ont,
généralement, une forme cylindrique dont les dimensions sont

suffisantes pour permettre l'accès du corps entier, en particulier du corps humain, à l'intérieur de ces dispositifs. De tels appareils autorisent l'examen de zones situées en un endroit quelconque du corps qu'il suffit de placer convenablement dans l'appareil pour que l'examen porte sur la zone souhaitée. On peut donc dire que ces appareils permettent l'examen du "corps entier", ce qui est un avantage important.

Toutefois, en raison des dimensions géométriques élevées des dispositifs, (généralement formés par des bobines électromagnétiques) destinés à créer les gradients de champ magnétique, les puissances électriques mises en jeu sont importantes. A titre indicatif, la puissance électrique nécessaire à l'établissement d'un gradient d'intensité donnée est sensiblement proportionnelle à la puissance 5 de la dimension (en général le diamètre) de la bobine électromagnétique destinée à créer le gradient.

Or, il est souhaitable, pour améliorer la résolution de l'imagerie, en particulier dans le cas d'une imagerie de surface, d'obtenir une intensité de gradient élevée et/ou un temps de commutation (ou d'établissement du gradient) réduit. Du fait des dimensions géométriques élevées des bobines, évoquées précédemment, une telle amélioration de la résolution exigerait des puissances électriques prohibitives. On pourrait envisager de réduire les dimensions (diamètre) des bobines de gradient mais alors l'accès du corps à l'intérieur de ces bobines deviendrait difficile, ou bien l'appareil se trouverait limité à l'examen de certaines parties du corps seulement, et ne permettrait plus un examen du corps entier.

C'est là un inconvénient important des appareils de l'art antérieur.

L'invention a pour but, surtout, de fournir un appareil pour l'examen d'un corps par résonance magnétique nucléaire, notamment pour l'examen de la couche superficielle de ce corps, qui réponde mieux que jusqu'à présent

aux diverses exigences de la pratique et qui, notamment, ne présente plus l'inconvénient évoqué ci-dessus. Il est souhaitable, en particulier, que l'appareil conforme à l'invention offre un bon accès au volume à étudier et permette d'obtenir une haute résolution spatiale, sans pour autant exiger une augmentation considérable de la puissance électrique d'alimentation du dispositif destiné à créer les gradients de champ magnétique. Cet appareil doit en outre permettre un examen du corps entier.

10 Selon l'invention, un appareil pour l'examen d'un corps par résonance magnétique nucléaire (RMN), notamment pour l'examen de la couche superficielle de ce corps, est caractérisé par le fait que l'un au moins des dispositifs pour créer les gradients est constitué par un système
15 unilatéral dans lequel les moyens pour créer le gradient de champ magnétique, suivant une direction de l'espace, sont entièrement situés d'un même côté d'une surface "ouverte" tandis que le corps à étudier est placé du côté de cette surface opposé à celui où se trouvent les susdits moyens,
20 lesquels sont propres à créer au moins un gradient transverse par rapport à la direction du champ principal statique du côté de la surface où se trouve le corps à étudier.

Par surface "ouverte" on désigne une surface sur
25 laquelle on ne peut trouver aucun contour fermé susceptible d'entourer complètement le corps ou la partie du corps à étudier, lorsque ce dernier est en place. Ainsi, le corps ou la partie du corps à étudier n'est pas introduit dans le système unilatéral, mais est placé contre.

30 Une telle surface "ouverte" peut être réalisée de manière simple sous forme d'un plan. D'autres types de surface sont possibles tels que des surfaces concaves du côté du corps, à section transversale en arc de courbe, ou des surfaces adaptées à la forme du corps ou de la partie de
35 corps à étudier.

Les moyens pour créer le gradient de champ

magnétique sont avantageusement constitués par une bobine comprenant deux enroulements symétriques l'un de l'autre par rapport à un plan orthogonal à la direction du champ principal statique ; ces deux enroulements peuvent être reliés en série ou en parallèle.

De préférence, chaque enroulement comprend au moins deux arcs ou groupes d'arcs de spires situés dans un plan orthogonal à la direction du champ principal statique et écartés l'un de l'autre suivant cette direction, ces arcs de spires étant reliés entre eux.

Chaque arc de spire situé dans un plan orthogonal à la direction du champ statique a un demi-angle d'ouverture choisi pour rendre maximum le terme $\partial B_z / \partial x$ dans le développement du champ créé par cet arc de spire ; ce demi-angle d'ouverture peut être égal à $\pi/2$.

Les moyens de détection peuvent comprendre une bobine de réception plate disposée dans un plan parallèle à la direction du champ statique et orthogonal à la direction du gradient créé par le dispositif. Cette bobine de réception est, notamment, située au centre du dispositif.

L'appareil comprend, avantageusement, des moyens pour provoquer une translation de la fréquence du spectromètre pendant la réception du signal RMN en vue de corriger un décalage en fréquence dû au champ créé par la bobine de gradient au niveau de la bobine de réception.

Le système unilatéral pour créer le gradient de champ magnétique peut comprendre une plaque-support sur laquelle est fixée, d'un côté, la bobine de gradient, des moyens de raccordement électrique étant prévus pour la bobine de gradient pour faciliter le montage et le démontage du dispositif, le corps à étudier étant appliqué contre la plaque-support, du côté opposé à la bobine de gradient.

Le système unilatéral peut également comprendre une bobine plate de réception fixée sur la plaque-support du même côté que la bobine de gradient, des moyens de raccordement électrique étant également prévus pour cette bobine de

réception.

L'invention est également relative au dispositif (système unilatéral) pour créer un gradient de champ magnétique, ce dispositif pouvant constituer un sous-ensemble indépendant, propre à être combiné avec un appareil d'examen par résonance magnétique nucléaire.

Un tel dispositif pour créer un gradient de champ magnétique, dans un appareil pour l'étude d'un corps ou d'un objet par résonance magnétique nucléaire, est caractérisé par le fait qu'il comprend une plaque en une matière ne donnant pas ou peu de signaux de résonance magnétique nucléaire, notamment en matière plastique translucide, la bobine de gradient étant fixée d'un côté de cette plaque, le corps ou l'objet à étudier étant destiné à être appliqué contre la plaque du côté opposé à la bobine de gradient.

La bobine de gradient comprend deux enroulements symétriques l'un de l'autre, par rapport à un plan orthogonal à la plaque et à sa grande dimension, ces deux enroulements étant reliés en série ou en parallèle.

La bobine de réception peut également être fixée sur la plaque, du même côté que la bobine de gradient, notamment au centre de celle-ci.

L'invention consiste, mises à part les dispositions exposées ci-dessus, en un certain nombre d'autres dispositions dont il sera plus explicitement question ci-après à propos d'un mode de réalisation particulier décrit avec référence aux dessins ci-annexés, mais qui n'est nullement limitatif.

La figure 1, de ces dessins, est une vue schématique en perspective d'un appareil conforme à l'invention.

La figure 2, enfin, est une vue en élévation, avec parties coupées, de l'appareil de la figure 1.

En se reportant aux dessins, notamment à la figure 1, on peut voir un appareil 1 pour l'examen d'un corps ou d'un objet par résonance magnétique nucléaire (RMN),

notamment pour l'examen de la couche superficielle de ce corps, ou de cet objet.

Dans l'exemple d'utilisation représenté sur les dessins, l'appareil 1 sert à l'examen in-vivo de la peau du corps humain ; plus particulièrement, le dessin représente un avant-bras 2 d'une personne (non représentée) dont une zone de la peau est soumise à l'examen par RMN.

L'appareil 1 comprend des moyens 3 pour créer un champ magnétique principal statique H_0 , aussi homogène que possible, schématisé par une flèche sur la figure 1 et orienté suivant une direction Oz. Les moyens 3 sont constitués par un groupe de bobines électromagnétiques 4 schématiquement représentées, réparties suivant la direction Oz, ces bobines 4 ayant un contour fermé, généralement circulaire, dont le plan moyen est orthogonal à l'axe Oz, lesdites bobines 4 étant centrées sur cet axe Oz.

Le corps ou l'objet à étudier par RMN, dans le cas présent l'avant-bras 2, est introduit dans le volume intérieur des bobines 4 de manière à être placé dans le champ statique H_0 .

Des dispositifs Dx, Dy, Dz sont prévus pour créer des gradients de champ magnétique suivant trois directions Ox, Oy, Oz de l'espace, notamment orthogonales, dans un volume à examiner du corps, le point O étant situé au centre des bobines.

Les dispositifs Dx, Dy pour créer les gradients transversaux Gx, Gy suivant des directions parallèles à Ox et Oy, peuvent être constitués par un assemblage d'arcs de spire semi-circulaires situés dans un plan perpendiculaire au champ principal H_0 dirigé suivant Oz. Les arcs de spire du dispositif Dy sont décalés angulairement d'une valeur convenable par rapport à ceux du dispositif Dx. Les arcs de spire des dispositifs Dy et Dz n'ont pas été représentés sur la figure 1 où seuls des parties de cercles C, sur lesquels sont situés les lignes moyennes de ces arcs, ont été représentées en trait mixte.

Des moyens d'excitation E à fréquence radio et des moyens de détection R des signaux de résonance magnétique nucléaire produits par le corps 2 à étudier sont également prévus. Les moyens d'excitation E et les moyens de détection R peuvent être constitués par une même bobine comme dans le cas représenté sur la figure 1, ou par des bobines différentes.

De nombreux articles, ouvrages et communications ont exposé en détail les principes de la résonance magnétique nucléaire, résultant du fait que certains noyaux, et plus particulièrement les protons (noyaux d'hydrogène) présentent des spins équivalant à des dipôles magnétiques, qui peuvent être orientés lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique externe. Ces noyaux, après avoir été excités par une bobine radio-fréquence produisent des signaux recueillis par les moyens de détection R. Les gradients de champ sont destinés à permettre de localiser, dans l'espace, les noyaux dont proviennent les signaux (voir, par exemple, l'article "NMR imaging techniques and applications : A review" par Paul A. BOTTOMLEY dans Rev. Sci. Instrum., vol. 53 (n° 9), septembre 1982 pp 1319 à 1337).

Le dispositif Dx pour créer le gradient de champ magnétique suivant la direction Ox est constitué par un système unilatéral dans lequel les moyens 6 pour créer le gradient de champ sont entièrement situés d'un même côté d'une surface "ouverte" P, tandis que le corps à étudier est situé du côté de cette surface P opposé à celui où se trouvent les susdits moyens 6.

La surface P peut être constituée par un plan comme représenté sur les dessins, ou par d'autres surfaces notamment concaves du côté du corps 2. La surface P peut être adaptée à la partie du corps 2 à étudier.

Comme expliqué précédemment par surface "ouverte" on désigne une surface sur laquelle on ne peut trouver aucun contour fermé entourant complètement le corps 2. Suivant la représentation des dessins, la surface P et ses

prolongements, divise l'espace en deux régions, l'une inférieure où se trouvent les moyens 6, l'autre supérieure où se trouve le corps 2. Ce corps 2 n'est pas introduit dans le dispositif ou système Dx, mais est seulement appliqué
5 contre la surface P.

Ce dispositif Dx est propre à créer un gradient transverse par rapport à la direction Oz du champ statique H_0 , du côté du plan P où se trouve le corps 2 à étudier.

Selon la représentation de la figure 1, le plan P
10 est horizontal ; l'axe Ox est vertical dirigé vers le haut, tandis que l'axe Oy est orthogonal au plan xOz. On a schématiquement illustré, dans ce plan xOz, la variation des vecteurs B du champ magnétique créé le long de l'axe Ox par le dispositif Dx. L'intensité du gradient de champ
15 magnétique, suivant la direction Ox, créé par Dx, correspond à la pente de la ligne 5 par rapport à l'axe Ox. Cette ligne 5 passe par les extrémités des vecteurs B dont l'origine est située sur l'axe Ox. Un gradient nul correspondrait à une ligne 5 parallèle à Ox. Le dispositif Dx est agencé de
20 manière que cette ligne 5 soit une droite ou sensiblement une droite dans le volume à étudier situé au voisinage du point O. Plus le gradient est élevé, c'est-à-dire plus la ligne 5 est inclinée par rapport à l'axe Ox, meilleur est le pouvoir de résolution suivant la direction Ox considérée.

25 Les moyens 6 sont constitués par une bobine comprenant deux enroulements 7, 8 symétriques l'un de l'autre par rapport au plan xOy orthogonal à la direction du champ statique H_0 . Les deux enroulements 7, 8 sont reliés en série. En variante, ils pourraient être reliés en parallèle.

30 L'enroulement 7 comprend deux groupes 7a, 7b d'arcs de spire situés dans un plan orthogonal à la direction du champ statique H_0 . Les groupes 7a, 7b sont écartés l'un de l'autre suivant la direction Oz d'une distance moyenne 1. Dans un but de simplification, on n'a représenté que
35 deux arcs de spires 9, 10 pour le groupe 7a et deux autres arcs 11, 12 pour le groupe 7b. Il est clair que le nombre

d'arcs de spires peut être bien supérieur à deux. Dans un exemple de réalisation, 49 arcs de spires sont prévus pour chaque groupe tel que 7a, 7b.

5 Les arcs de spires sont reliés par des brins (conducteurs électriques) tels que 13, 14, 15 parallèles à la direction du champ statique H_0 et situés au voisinage du plan P.

10 Plus précisément, selon la représentation de la figure 1, l'extrémité de l'arc de spire 11 située en arrière du plan xOz est reliée à une source d'alimentation électrique 16 par l'intermédiaire d'un fil de liaison 17 muni d'un connecteur 18. L'extrémité de cette spire 11 située en avant du plan xOz est reliée par le brin 13 à l'extrémité de la spire 9 également située en avant du plan xOz . L'autre
15 extrémité de l'arc 9 est reliée, par le brin 15, à l'extrémité de l'arc 12 située en arrière du plan xOz .

L'extrémité de l'arc 12 située en avant du plan xOz est reliée, par le brin 14, à l'extrémité de l'arc 10 également située en avant du plan xOz . L'autre extrémité de
20 cet arc 10 est reliée par un brin 19 parallèle à la direction Oz à l'autre enroulement 8. Il est clair que les arcs de spires, ainsi que les brins voisins, représentés écartés les uns des autres sur la figure 1 pour faciliter la lecture du dessin, peuvent être jointifs tout en étant isolés électriquement les uns des autres.
25

L'enroulement 8 comprend également deux groupes 8a, 8b d'arcs de spires symétriques des groupes 7a, 7b par rapport au plan xOy . Ces groupes comprennent le même nombre d'arcs de spires que les groupes 7a, 7b, c'est-à-dire deux
30 arcs respectivement 20, 21 et 22, 23 selon l'exemple simplifié du dessin. Comme déjà expliqué à propos de l'enroulement 7, ce nombre peut être bien supérieur à deux et, dans un exemple de réalisation, quarante-neuf arcs de spires sont prévus pour chaque groupe 8a, 8b.

35 L'extrémité de l'arc 23, située en arrière du plan xOz , est reliée au brin 19 ; l'autre extrémité de cet arc

23, située en avant du plan xOz est reliée, par un brin 24
situé au voisinage du plan P, à une extrémité de l'arc 20.
L'autre extrémité de cet arc, située en arrière du plan xOz
est reliée par un brin 25, à l'extrémité de l'arc 22 située
5 également en arrière du plan xOz . L'autre extrémité de cet
arc 22 est reliée par un brin 26, à l'extrémité avant de
l'arc 21. L'autre extrémité de l'arc 21 est reliée à un brin
27 qui se prolonge par une partie 28 formant conducteur pour
la liaison avec l'autre borne de la source 16. Le conducteur
10 28 est équipé d'un moyen de raccordement formé par un con-
necteur 29.

Le plan xOz est un plan de symétrie pour les
enroulements 7 et 8. On voit, d'après la figure 1, que
chaque enroulement 7, 8 a sensiblement la forme d'une "selle
15 de cheval", la bobine 6 de gradient étant formée par
l'ensemble des deux "selles de cheval" 7, 8.

Chaque enroulement 7, 8 pourrait être formé par un
nombre de groupes d'arcs de spire supérieur à deux, notam-
ment égal à trois ; les groupes d'arcs de spire sont écartés
20 les uns des autres suivant la direction Oz.

Un sens possible de circulation du courant élec-
trique dans les arcs et les brins est représenté, sur la
figure, à l'aide de flèches.

Au sein d'un même enroulement 7, ou 8, le courant
25 circule dans le même sens pour les arcs de spire d'un même
groupe, et en sens opposés d'un groupe, tel que 7a, à
l'autre tel que 7b. Le courant circule dans le même sens
pour les brins voisins tels que 13, 14, et en sens opposés
pour les brins écartés, tels que 13 et 15.

30 D'un enroulement 7, à l'autre 8, on retrouve le
même sens de circulation du courant dans les groupes d'arcs
de spire, par exemple 7b et 8b ; symétriques par rapport à
 xOz . Les sens de circulation sont opposés dans les brins
tels que 15, 19 et 25, 27 symétriques par rapport à ce plan
35 xOz .

La distance entre le plan moyen du groupe 7b (ou

8b) et le point O est désignée par z_1 , tandis que la distance entre le groupe 7a (ou 8a) et ce même point O est désignée par z_2 .

On a désigné par g le centre d'un arc de spire, l'arc 9 dans le cas de la figure 1 et par θ le demi-angle d'ouverture de cet arc. Ce demi-angle est le même pour tous les arcs des deux enroulements 7 et 8.

Les distances z_1 , z_2 et le demi-angle d'ouverture sont déterminés pour rendre maximum le terme $\partial B_z / \partial x$ dans le développement en série de l'intensité du champ B créé par le dispositif Dx.

Dans un exemple de réalisation, θ était égal à $\pi/2$; de ce fait, les centres tels que g des arcs de spires étaient situés dans le plan P. En désignant par r le rayon de l'arc de spire, un bon compromis entre les exigences d'intensité de gradient et de linéarité est obtenu pour $z_1 = 0,56r$ et $z_2 = 1,5r$.

Dans cette solution, les arcs de spires sont placés sur un demi-cylindre.

D'autres solutions sont possibles avec $\theta = \pi/2$ pour des valeurs de z_1 et z_2 différentes. Il est aussi possible d'avoir θ différent de $\pi/2$.

Les moyens de détection R comprennent une bobine de réception plate 30, centrée sur le point O, dont le plan moyen est parallèle au plan P et est situé au voisinage de ce plan, du même côté que la bobine 6. Les extrémités de cette bobine 30 sont reliées par des conducteurs de liaison 31, 32 munis de moyens de raccordement 33, 34 tels que des connecteurs, à des moyens 35 propres à analyser les signaux recueillis et à former une image. Ces moyens 35 comprennent, notamment, un spectromètre.

L'appareil 1 comprend des moyens 36 pour provoquer une translation de la fréquence du spectromètre d'analyse des moyens 35, pendant la réception du signal RMN, en vue de corriger un décalage en fréquence dO au champ B0 (voir figure 1) créé par la bobine de gradient 6 au centre O,

c'est-à-dire au niveau de la bobine de réception 30. Ces moyens 36 peuvent être constitués par une série d'instructions spéciales envoyées aux moyens d'analyse 35 pour effectuer la translation de fréquence souhaitée.

5 Le dispositif Dx comprend une plaque support 37 de forme rectangulaire allongée en une matière ne donnant pas ou peu de signaux de résonance magnétique nucléaire. Cette plaque 37 peut être en matière plastique, notamment en matière plastique translucide.

10 La grande dimension de la plaque 37 est située parallèlement à la direction Oz du champ statique H0.

Comme mieux visible sur la figure 2, les enroulements 7 et 8 de la bobine 6 sont fixés sous la plaque 37 (selon la représentation de cette figure). Les brins tels
15 que 13, 14, 15 ... peuvent être collés sous la plaque 37 ou noyés dans la matière de cette plaque. Les arcs 9, 10 ... s'étendent perpendiculairement au plan de la plaque 37 au-dessous de cette dernière.

La face supérieure de la plaque 37 constitue la
20 surface P. Dans l'exemple représenté sur les dessins, la plaque 37 est plane. Comme expliqué précédemment, cette plaque pourrait avoir une forme différente et notamment présenter une surface supérieure concave.

La bobine de réception 30 est située au-dessous de
25 la surface P, du même côté que la bobine 6 par rapport à P. La bobine 30 est avantageusement fixée au-dessous de la plaque 37, par exemple dans un évidement circulaire prévu dans l'épaisseur de la plaque et ouvert seulement vers le bas. Le dispositif Dx forme ainsi un sous-ensemble
30 indépendant qui peut être branché ou débranché facilement à l'aide des moyens connecteurs 18, 29 et 33, 34. Des moyens, non représentés, sont prévus pour maintenir la plaque 37 de manière que sa surface supérieure soit dans un plan passant par l'axe géométrique des bobines 4 créant le champ statique
35 H0.

Le volume d'observation correspond sensiblement à

une demi-sphère imaginaire 38 (figure 2) centrée sur le point O et située du côté opposé à la bobine 6.

Pour l'observation du corps à étudier, il suffit, après avoir placé le dispositif Dx correctement dans l'ensemble de bobines 4, d'appliquer la partie du corps 2 à étudier sur la zone centrale de la plaque 37 où se trouve la bobine 30 de détection. Il est clair que l'accès à cette zone est facilité du fait que la bobine 6 de gradient de champ se trouve du côté opposé de la plaque 37 et laisse entièrement libre l'accès à la face supérieure de cette plaque 37.

Les dimensions relativement réduites des arcs de spires de la bobine 6 permettent de minimiser l'énergie magnétique stockée par la bobine 6 et d'obtenir des temps de commutation (temps d'établissement du gradient du champ magnétique) faibles, généralement inférieurs ou égaux à 100 microsecondes, ce qui permet d'étudier des matières ou des tissus dont le temps de relaxation T2, en RMN, est de quelques millisecondes.

On assure une bonne linéarité du gradient dans le volume d'observation 38:

On donne, ci-après, les caractéristiques d'un exemple de réalisation :

Intensité du gradient de champ en fonction de l'intensité du courant : 50 G/m (Gauss/mètre) par ampère.

Champ B0 créé au centre O par le dispositif Dx : 2,3 G

Diamètre du cercle auquel appartiennent les arcs 9, 10 ... : 0,12 m.

Avec de telles caractéristiques, le volume d'observation 38 correspond à celui d'une demi-sphère dont le rayon est d'environ 14 mm. La linéarité du gradient, dans la sphère complète, est bonne, de l'ordre de 3 % (une linéarité parfaite correspondant à 0 %).

Pour un gradient égal 220 G/m, et un temps de commutation de 70 microsecondes, la puissance nécessaire à

la commutation est seulement de 350 watts.

La translation en fréquence Δf du spectromètre, commandée par les moyens 36, pendant le temps d'observation du signal est de l'ordre de 230 Hz par gauss/mètre, pour
5 effectuer la compensation du champ B0.

Les avantages du dispositif proposé peuvent se résumer comme suit :

- l'accès du corps ou de l'échantillon à examiner à la zone d'observation est facile en raison de la disposition unilatérale de la bobine 6 par rapport au plan P ;
10
- le dispositif a des dimensions réduites et forme un sous-ensemble comprenant la bobine 6 de gradient et la bobine 30 de réception ;
- une bonne linéarité de la variation de
15 l'intensité du champ est obtenue dans le volume d'observation, dont le rayon est d'environ 14 mm ;
- le temps de commutation est court, ce qui convient pour une imagerie rapide.
- puissance d'alimentation réduite pour
20 l'obtention d'un gradient intense.

Un tel dispositif Dx convient pour une mini-imagerie de surface, en particulier pour une imagerie in-vivo de la peau du corps humain. Le temps réduit de commutation du gradient permet d'utiliser des séquences très
25 courtes avec un maximum d'intensité de gradient. Le pouvoir de résolution, pour l'examen de la peau humaine, a pu être abaissé à 100 μ m (micromètres) dans un exemple de réalisation conforme à l'invention.

L'application d'un tel dispositif à l'imagerie
30 rapide présente, également, de l'intérêt.

REVENDICATIONS

1. Appareil pour l'examen d'un corps par résonance magnétique nucléaire (RMN) comprenant : des moyens pour créer un champ magnétique principal statique homogène, orienté suivant une direction déterminée, champ statique dans lequel est placé le corps ; des dispositifs pour créer des gradients de champ magnétique dans un volume à examiner du corps ; des moyens d'excitation à fréquence radio ; et des moyens de détection des signaux de résonance magnétique nucléaire produits par le corps à étudier, caractérisé par le fait que l'un (Dx) au moins des dispositifs pour créer les gradients est constitué par un système unilatéral dans lequel les moyens (6) pour créer le gradient de champ magnétique, suivant une direction (0x) de l'espace, sont entièrement situés d'un même côté d'une surface "ouverte" (P) tandis que le corps à étudier (2) est placé du côté de cette surface (P) opposé à celui où se trouvent lesdits moyens (6), lesquels sont propres à créer au moins un gradient transverse par rapport à la direction du champ principal statique du côté de la surface où se trouve le corps à étudier.

2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé par le fait que les moyens du dispositif (Dx) pour créer le gradient de champ magnétique sont constitués par une bobine (6) comprenant deux enroulements (7, 8) symétriques l'un de l'autre par rapport à un plan orthogonal à la direction (0z) du champ principal statique (H0), ces deux enroulements (7, 8) étant reliés en série.

3. Appareil selon la revendication 2, caractérisé par le fait que chaque enroulement (7, 8) comprend au moins deux arcs ou groupes d'arcs de spire (7a, 7b ; 8a, 8b) situés dans un plan orthogonal à la direction (0z) du champ principal statique (H0) et écartés l'un de l'autre suivant cette direction, ces arcs de spire étant reliés par des brins (13, 14, 15 ; 24, 25, 26).

4. Appareil selon la revendication 3, caractérisé

par le fait que chaque arc de spire (9, 10 ; 11, 12 ; 20, 21 ; 22, 23) situé dans un plan orthogonal à la direction (Oz) du champ statique a un demi-angle d'ouverture (θ) choisi pour rendre maximum le terme $\partial B_z / \partial x$ dans le développement du champ créé par cet arc de spire.

5. Appareil selon la revendication 4, caractérisé par le fait que le demi-angle d'ouverture (θ) est égal à $\pi/2$.

6. Appareil selon la revendication 3 ou selon l'ensemble de la revendication 3 et de la revendication 4 ou 5, caractérisé par le fait que les brins (13, 14, 15 ; 24, 25, 26) sont situés au voisinage de la surface (P).

7. Appareil selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait que les moyens de détection (R) comprennent une bobine de réception plate (30) disposée dans un plan parallèle à la direction du champ statique, du même côté de la surface (P) que celui où se trouve la bobine (6) de gradient, ladite bobine de réception (30) étant notamment située au centre (O) du dispositif (Dx) pour créer le gradient de champ.

8. Appareil selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'il comprend des moyens (36) pour provoquer une translation de la fréquence du spectromètre pendant la réception du signal RMN en vue de corriger un décalage en fréquence d_0 au champ (B_0) créé par la bobine de gradient (6) au niveau de la bobine de réception (30).

9. Appareil selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait que le dispositif (Dx) pour créer le gradient de champ magnétique comprend une plaque support (37) sur laquelle est fixée, d'un côté, la bobine de gradient (6) et la bobine plate de réception (30), des moyens de raccordement électrique (18, 29 ; 33, 34) étant prévus pour la bobine de gradient (6) et la bobine de réception (30), la plaque (37) étant en une matière ne donnant pas ou peu de signaux de résonance magnétique

nucléaire.

10. Dispositif pour créer un gradient de champ magnétique, dans un appareil pour l'étude d'un corps ou d'un objet par résonance magnétique nucléaire, caractérisé par le fait qu'il comprend une plaque (37) en une matière ne donnant pas ou peu de signaux de résonance magnétique nucléaire, notamment en matière plastique ; qu'une bobine de gradient (6) est fixée d'un côté de cette plaque (37), et que le corps (2) à étudier est destiné à être appliqué contre la plaque (37) du côté opposé à la bobine de gradient (6).

11. Dispositif selon la revendication 10, caractérisé par le fait qu'il comprend une bobine de réception (30), fixée sur la plaque (37) du même côté que la bobine de gradient (6).

12. Dispositif selon la revendication 10 ou 11, caractérisé par le fait que la bobine de gradient (6) comprend deux enroulements (7, 8) symétriques l'un de l'autre par rapport à un plan orthogonal à la plaque (37) et à sa grande dimension, ces deux enroulements (7, 8) pouvant être reliés en série ou en parallèle.

13. Dispositif selon la revendication 12, caractérisé par le fait que chaque enroulement (7, 8) comprend au moins deux arcs ou groupes d'arcs (9, 10 ; 11, 12 ; 20, 21 ; 22, 23) situés dans un plan orthogonal à la direction de la grande dimension de la plaque et écartés l'un de l'autre suivant cette direction, qui est destinée à être placée parallèlement à la direction d'un champ principal statique, ces arcs de spires étant reliés par des brins (13, 14, 15 ; 24, 25, 26) parallèles à la direction de la grande dimension de la plaque.

14. Dispositif selon la revendication 13, caractérisé par le fait que chaque arc de spire a un demi-angle d'ouverture (θ) choisi pour rendre maximum le terme $\partial B_z / \partial x$ dans le développement du champ créé par cet arc de spire.

15. Application d'un appareil ou d'un dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 14 à l'imagerie de la peau du corps humain.

5 16. Application d'un appareil ou d'un dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 14 à l'imagerie rapide.

1/2

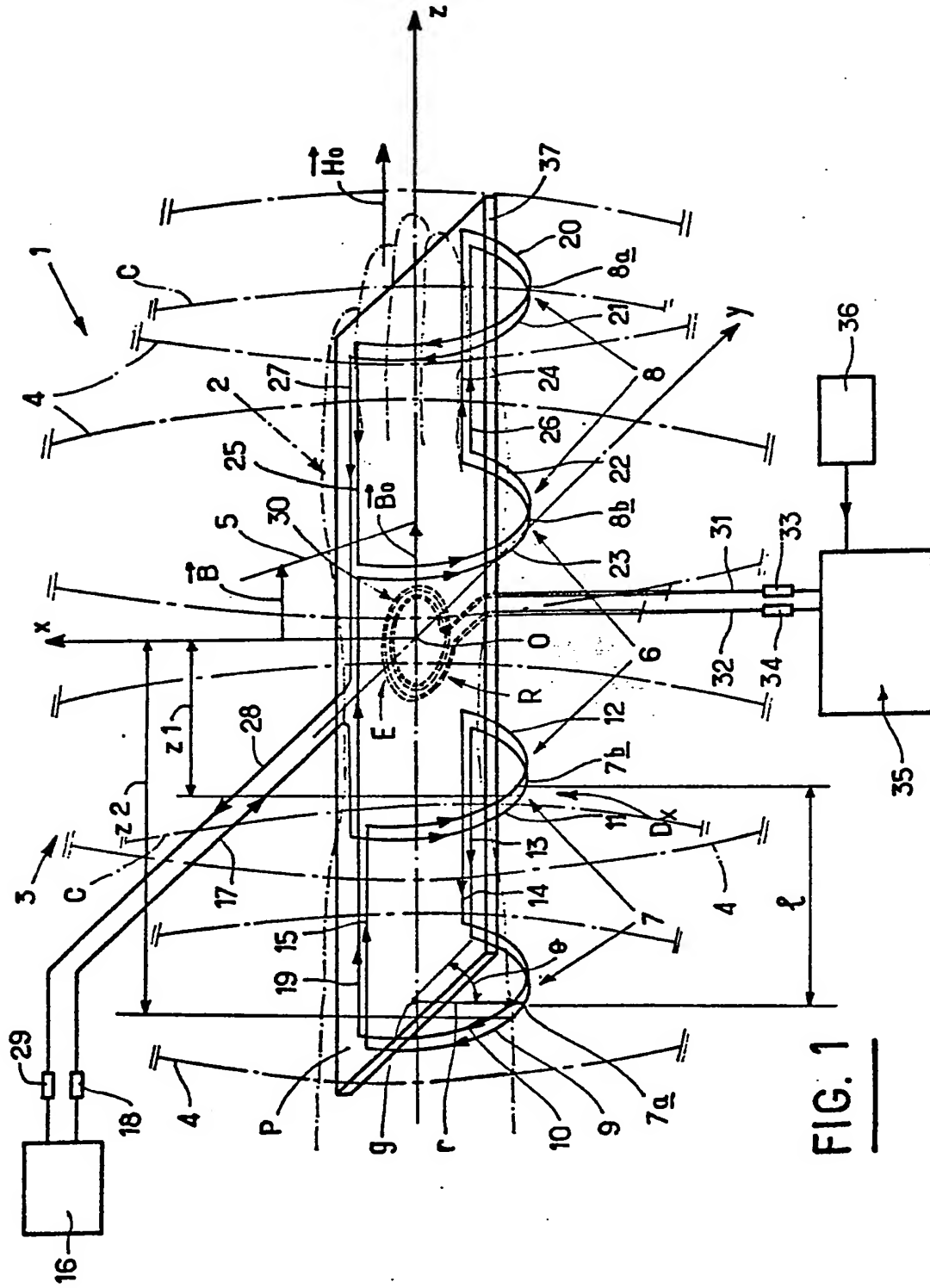


FIG. 1

2/2

